

Aus dem Anatomischen Institut der Universität München
Direktor: Prof. Dr. H. Frick

Materialtechnische Untersuchungen zur Frage der
Verwendbarkeit von Polymethylmethacrylat
als Gelenkersatz

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
in der Zahnheilkunde verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

CHRISTIAN ERNST WINDHORST
aus Halle/Saale

München 1972

Aus dem Anatomischen Institut der Universität München
Direktor: Prof. Dr. H. Frick

Materialtechnische Untersuchungen zur Frage der
Verwendbarkeit von Polymethylmethacrylat
als Gelenkersatz

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
in der Zahnheilkunde verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

CHRISTIAN ERNST WINDHORST
aus Halle/Saale

München 1972



Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. H. Frick

Mitberichterstatter: Prof. Dr. E. Kraft

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 19.12.1972

Inhaltsverzeichnis

A)	Einleitung und Problemstellung der eigenen Untersuchungen	S. 1-5
B)	Material und Methode	
I.	Material: Polymethylmethacrylat	S. 6-12
II.	Methode (Versuchsbeschreibung)	S. 12-21
	1. Quellung	
	2. Homogenitätsprüfung	
	3. Monomerabgabe	
	4. Abriebverhalten	
	5. Anpolymerisierbarkeit	
	6. Sterilisation des Polymers	
C)	Ergebnisse von II. 1., 2., 3., 4., 5., 6.	S. 22-36
D)	Diskussion	S. 36-47
	1. Die bisherigen Methoden des alloplastischen Gelenkersatzes	
	2. Die in der vorliegenden Arbeit angewandten Werkstoffprüfungen	
	3. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit	
	4. Die Folgerung für Polymethylmeth- acrylat als Gelenkersatz	
E)	Zusammenfassung	S. 48-49
F)	Literatur	S. 50-56

A) Einleitung und Problemstellung der eigenen Untersuchungen

Die Geschichte der Alloplastik der Gelenke beginnt Mitte des vergangenen Jahrhunderts. Mit einer Platte aus Holz versuchte damals CARNOCHAN (1840) die gestörte Funktion des Hüftgelenks eines Patienten zu verbessern. Er hatte damit aber ebenso wenig Erfolg wie 50 Jahre nach ihm PÉAN (1894), der eine Metallplatte zu dem selben Zweck verwendete.

Als Besonderheit sei vermerkt, daß RONES (1902) eine Goldplatte in ein funktionsgestörtes Hüftgelenk eines Patienten implantierte und damit eine über 21 Jahre anhaltende gute Funktion erzielte.

Aber erst SMITH-PETERSEN (1931) konnte mit seinen Kappenplastiken bei einer größeren Patientenanzahl bessere Dauerergebnisse in der Behandlung des Hüftgelenkersatzes verzeichnen. Er hatte 1925 zunächst als Material Bakelit verwendet, aus dem er Kappen, sogenannte "cups", herstellte, die er nach Teilresektion des Kopfes zwischen rundmodellierten Hals und Pfanne einsetzte. Mit diesen Modellen hatte er allerdings noch keinen Erfolg, da sie noch nicht genügend widerstandsfähig waren. Zu besseren Ergebnissen kam er erst, als er 1931 als Prothesenmaterial Vitallium verwendete. Doch erwies sich diese Behandlungsmethode später als relativ ungeeignet, da sich auf die Dauer weitgehende Bewegungseinschränkung durch periartikuläre Verkalkung einstellte und überdies in einem verhältnismäßig hohen Prozentsatz die operierten Hüftgelenke nicht schmerzfrei wurden.

Einen anderen Weg bei dem Ersatz des zerstörten Hüftgelenkes beschritten 1946 die Gebrüder JUDET J. und R., indem sie den Schenkelkopf und einen Teil des Halses rezezierten und eine Kopf-Halsendoprothese aus Polymethylmethacrylat (Plexiglas) einsetzten. Nach anfänglich überraschend guten funktionellen Erfolgen klagten die Patienten später über zunehmende Schmerzen und Bewegungseinbuße im operierten Hüftgelenk, so daß die Plexiglasprothese häufig wieder entfernt werden mußte. Es zeigte sich, daß das Acrylglas nicht genug widerstandsfähig war für die hohen Druckspannungen im Hüftgelenk und überdies der vorgeschädigte Knorpel der Pfanne durch den künstlichen Kopf zerrieben wurde.

Auch die Abänderung dieses Verfahrens von MERLE D'AUBIGNE (1955) - er verbesserte die mangelhafte Verankerung der Endoprothese im Schenkelhals durch Konstruktion einer Schaftendoprothese - brachte keine günstigeren Ergebnisse.

Damit war erwiesen, daß Polymethylmethacrylat als Ersatz der Gelenkflächen des Hüftgelenks ungeeignet war. Für das Hüftgelenk wurden zudem in den darauffolgenden Jahren Modelle aus Werkstoffen entwickelt, die sich klinisch als absolut überlegen erwiesen.

So brachte die 1950 von MOORE und REYMAN konstruierte Femurkopfendoprothese aus Vitallium bei frischen medialen Schenkelhalsfrakturen vom Typ PAUWELS III bei alten Menschen sehr gute Ergebnisse. Bereits 1939 hatten SMOOK und GAILLARD nachgewiesen, daß Vitallium, da es elektrisch völlig indifferent ist, ein besonders geeignetes Material für Gelenkplastiken ist. Bei der Coxarthrose konnte diese Endoprothese erst Anwendung finden, als man erkannte, daß die Hüftgelenkschmerzen nicht nur vom

Knorpelgewebe, sondern auch von der knöchernen Pfanne ausgehen. Durch Verwendung einer zum Vitalliumkopf passenden Pfanne wurde versucht, die Schmerzen auszuschalten. Das erste Modell einer solchen totalen Hüftgelenkendoprothese konstruierte 1951 McKEE. Später gab er ihm eine Form, die heute noch Anwendung findet, McKEE (1956). MÜLLER (1962) hat eine abgewandelte Konstruktion in den Handel gebracht, wobei der Vitalliumkopf auf Delrin-Nippeln - diese sollen die Selbstschmierung sichern - läuft. Daneben steht heute ein künstliches Hüftgelenk in der Verwendung an erster Stelle, dessen Pfanne aus Kunststoff und dessen Kopf aus Vitallium oder V₄A-Stahl gefertigt sind. CHARNLEY (1958) stellte eine solche Prothese her, wobei er den Pfannenkopf aus Teflon anfertigte, da dessen Gleitfähigkeit der des Knorpels am nächsten kommen soll. Die Abriebfestigkeit des Teflon erwies sich aber bei den im Hüftgelenk auftretenden Druckspannungen als zu gering, so daß CHARNLEY (1960) auf Niederdruckpolyäthylen überging.

Während das Interesse der Operateure über Jahrzehnte der Alloplastik des Hüftgelenkes galt, setzten Bemühungen, auch andere erkrankte Gelenke endoprothetisch zu versorgen, erst relativ spät ein. Durch interponierte Goldplättchen hatte schon ROSER (1898) die Beweglichkeit bei einer Kiefergelenkankylose wiederherzustellen gesucht. Magnesiumbleche wurden bei einem ankylotischen Kniegelenk beim Menschen durch HÜBSCHER (1901) und bei einem Ellenbogengelenk durch PUPOPOC (1902) verwendet. Im Tierexperiment verwendete JANCKE (1926) Celluloid an verschiedenen Gelenken mit unterschiedlichem Erfolg. Analog zur Interpositionsplastik am Hüftgelenk nach SMITH-PETERSEN - die Metallkappe läßt dabei meniscusartige Bewegungen zu - setzte CAMPBELL (1940) beim Kniegelenk über den Femurteil eine Metallkappe ein. Die Methode wird modifiziert seit 1955 von den Engländern PLATT und PEPELEL (1969) ver-

wendet. Tibiakopfm¹etallüberkappungen haben McKEEVER (1955) und McINTOSH (1966) durchgeführt.

Eine andere Gruppe von Autoren hat möglicherweise unter dem anfänglichen Eindruck der JUDEtschen Erfolge Vollprothesen am Kniegelenk versucht. Zu nennen sind hier WALLDIUS (1957), SHIERS (1960) und YOUNG (1963). Am Humeroscapulargelenk hat LANGE (1962) die Humeruskopfalloplastik aus Polyacrylglas angegeben. Doch verwendet MITTELMEIER (1970) mit besserem Erfolg die von KRUEGER (1951) und NEER (1955) entwickelten Vitallium-Endoprothesen. Auch für das Ellenbogengelenk stehen Endoprothesen aus Vitallium zur Verfügung, wie sie von VENABLE (1952) angegeben wurden. Sie ermöglichen den Ersatz des distalen Humerusanteiles oder des proximalen Ellenanteiles wie auch den Totalersatz des gesamten Gelenkes.

CARR und HOWARD (1951) haben eine Vitalliumprothese zum Ersatz des Radiusköpfchens angegeben.

Zur Wiederherstellung der Handgelenke haben LEGGE (1951) und METCALFE (1954) beim Naviculare und FETT, 1952, (zit. nach MITTELMEIER 1970) beim Lunatum den Versuch unternommen, eine Vitallium-Endoprothese einzusetzen. Gleichzeitig hat LANGE (zit. nach MITTELMEIER) zum Ersatz des Mondbeines Plexiglas mit gutem Erfolg verwendet.

Zum Ersatz der Fingergelenke sind seit¹ längerem Metallprothesen im Gebrauch, wobei die von FLATT (1961) wohl die bekanntesten sind. Sie haben den Nachteil, daß sie nach einiger Zeit durch Lockerung der Verankerung im Knochen wieder entfernt werden müssen. Wenngleich sie auf die Dauer kaum voll zufriedenstellen können, scheinen hier von SWANSON (1968) propagierten und von der Firma Dow

Corning entwickelten Siliconeprothesen doch besser als Metallprothesen zu sein, zumal sie sich in der experimentellen Prüfung als außerordentlich gewebsfreundlich und bruchsticher erwiesen haben.

Es fällt auf, daß bisher materialtechnische wie tierexperimentelle Untersuchungen fehlen, bei denen Polymethylmethacrylat als Material für beide Gelenkflächen - Kopf und Pfanne - Verwendung findet. Aus den Nachuntersuchungen der Hüftgelenkendoprothese der Gebrüder JUDET durch GIERHAKE (1956) geht hervor, daß die Mißerfolge zumindest teilweise auf die Tatsache zurückzuführen sind, daß nur die eine Gelenkfläche durch Plexiglas ersetzt wurde, während die andere - aus vorgeschädigtem Knorpel bestehend - belassen wurde. Zudem liegt der Schluß nahe, daß für die unerwünschten Erscheinungen im Gelenk nicht das Polymethylmethacrylat, sondern die bei Belastung im Hüftgelenk auftretenden großen Druckspannungen verantwortlich sind. Ob Polymethylmethacrylat nicht mit Erfolg bei kleinen, nicht so stark belasteten Gelenken Verwendung finden könnte, muß deshalb zunächst einer anderen tierexperimentellen Arbeit vorbehalten bleiben. Darüber hinaus aber bleiben Probleme offen, die eine Untersuchung über die werkstoffkundlichen Eigenschaften des Polymethylmethacrylates im Hinblick auf seine Verwendung als Gelenkersatz wünschenswert erscheinen lassen. So sollte die vorgelegte Arbeit klären, ob und inwieweit das ausgehärtete Acrylat Wasser aufnimmt und Restmonomere abgibt. Weiterhin sollte der Abrieb zweier gegeneinander reibender Kunststoffflächen geprüft werden. Zusätzlich sollten die mechanischen Eigenschaften bei nachträglicher Anpolymerisation sowie die Möglichkeit der Sterilisation des ausgehärteten Polymers und die Homogenität von Kunststoffkörpern untersucht werden.

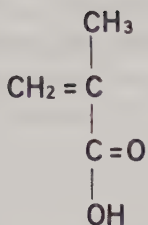
B) Material und Methode

I. Material: Polymethylmethacrylat

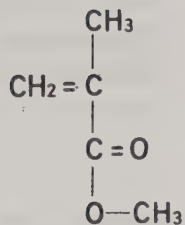
Es wurde Polymethylmethacrylat geprüft. Zur Anwendung gelangten ein Kaltpolymerisat: Palacos E und Palacos R sowie ein Heißpolymerisat: Paladon 65 der Firma Kulzer & Co., Bad Homburg.

Chemischer Aufbau des Polymethylmethacrylates:

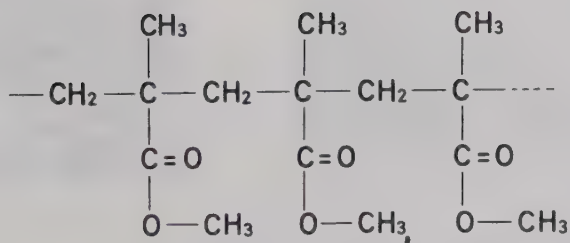
Grundsubstanz des Polymethylmethacrylates ist der Methylester der Methacrylsäure. Der Kunststoff wird als Monomer (Flüssigkeit) und als Polymer (Pulver) hergestellt. Das Monomer enthält einen Stabilisator, der eine unerwünschte vorzeitige Polymerisation durch Licht oder Wärme verhindert.



Methacrylsäure



Methylmethacrylat
(Monomer)



Polymethylmethacrylat (Polymer)

Abb. 1: Methacrylsäure, Methacrylat (Monomer) und
Polymethylmethacrylat (Polymer)

Das Polymer wird als feines Pulver hergestellt. Die Kügelchen des Pulvers haben einen Durchmesser von etwa 20 μ . Das Molekulargewicht des Polymers beträgt etwa 200 000 bis 300 000, was einem Polymerisationsgrad von 2 000 bis 3 000 entspricht. * Dem Pulver sind als Katalysator Diacylperoxide zugemischt. Die Farbzusätze des Polymers stehen nach Angaben der Hersteller mit den Bestimmungen des deutschen Lebensmittelgesetzes in Einklang.

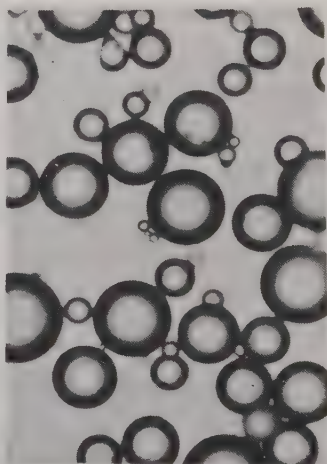
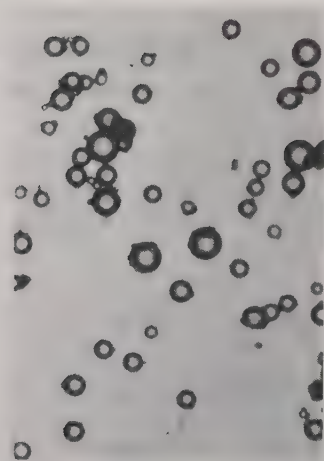


Abb. 2 a: Palacos-Pulver, Vergrößerung 20 x

Abb. 2 b: Paladon 65-Pulver, Vergrößerung 20 x

* Unter Polymerisationsgrad versteht man den Quotienten aus dem Molekulargewicht des Polymers und dem des Monomers.

Für medizinische Zwecke wird Polymethylmethacrylat in Deutschland von der Firma Kulzer & Co., Bad Homburg, als Palacos, Paladon, Paladur und Palavit sowie von der Firma Bayer, Leverkusen, als Redontil in den Handel gebracht.

Palacos ist unter folgenden Bezeichnungen im Handel:

a. Palacos R (= röntgenpositiv; als Röntgenkontrastmittel dient Zirkondioxid)

- zur Osteosynthese pathologischer Frakturen
- zur Verankerung totaler Hüftgelenk- und Oberarmprothesen
- zur Fusion zerstörter Wirbelknochen

b. Palacos K

- zur Deckung von Schädeldachdefekten

c. Palacos E

- zum Einbetten und Konservieren von Knochen und Knorpel

Ablauf der Autopolymerisation:

Mischt man die polymere und monomere Komponente, dann diffundiert die Flüssigkeit in die kugelförmigen festen Teilchen des Pulvers. Nun reagiert zunächst der im Pulver

enthaltene Aktivator (Diacylperoxid) mit dem Stabilisator (tertiäre Amine) der Flüssigkeit. Dabei spalten die tertiären Amine die Sauerstoffbrücke im Diacylperoxid. So entstehen freie Radikale, die sofort an der Doppelbindung des Methylmethacrylates angreifen. So kommt die Polymerisation in Gang. Die in Form der Doppelbindung fixierte chemische Energie wird damit weitgehend in Wärmeenergie umgewandelt. Die einmal auf diesem Weg in Gang gekommene exotherme Reaktion beschleunigt sich so selbst und dauert an, bis nahezu alle Monomere polymerisiert sind. Da die Hersteller Pulver- und Flüssigkeitsmenge bereits vordosiert haben, können bei richtiger Verarbeitung praktisch keine Monomere persistieren.

Chemische Eigenschaften von Polymethylmethacrylat:

Nach Abschluß der Polymerisation liegt eine ziemlich homogene Substanz vor, deren Eigenschaften etwa denen der organischen Gläser wie der des Plexiglases entsprechen. So wird das auspolymerisierte Polymethylmethacrylat von starken organischen Lösungsmitteln wie chlorierten Wasserstoffen, Benzol und seinen Homologen, niederen Estern und Ketonen angelöst, ist aber recht beständig gegen Benzin und nicht konzentrierte Alkohole sowie gegen verdünnte Säuren und Laugen. Ausführliche Angaben über die Beständigkeitseigenschaften von Methacrylat finden sich auch bei RAUCH-PUNTIGHAM/VÖLKER (1967). Polymethylmethacrylat ist in allen Zustandsformen hydrophob. Die autosterile Flüssigkeit ist lipophil.

Physikalische Eigenschaften von Polymethylmethacrylat:

Die mechanischen und physikalischen Werte von Polymethylmethacrylat sind aus der Literatur bekannt. Für die Polymerisationswärme des monomeren Methylmethacrylates wird in ULLMANNs Enzyklopädie der technischen Chemie (1966) der Wert 11,6 Kcal/Mol angegeben, während SCHMIDT (zit.

nach EICHNER 1967) ihn mit 13 Kcal/Mol angibt. Die spezifische Wärme des polymeren Polymethylmethacrylates beträgt im Bereich von 20°C bis 100°C etwa 0,45 cal/g°C, die Wärmeleitfähigkeit 0,16 Kcal/ml°C (NITSCHKE, Praktische Kunststoffprüfungen 1961). Beim Übergang aus dem flüssigen monomeren Zustand in das feste Polymerisat tritt eine Volumenschrumpfung von 20 % auf. Die Biegefestigkeit von Palacos R wird von der Firma Kulzer mit 1 140 kg/cm², die Schlagzähigkeit mit 5,8 cmkg/cm², die Kugeldruckhärte mit 1 370 kg/cm² und der Elastizitätsmodul mit 15 300 kg/cm² angegeben. Das Molekulargewicht des monomeren Methacrylsäuremethacrylates beträgt 100,12, sein spezifisches Gewicht 0,935 g/cm³ (SCHMIDT).

Physiologisches Verhalten von Polymethylmethacrylat:

Die angegebenen chemischen Eigenschaften des monomeren Methacrylsäuremethylesters lassen schon theoretisch seine toxische Wirkung auf das Gewebe vermuten. Das monomere Methylmethacrylat ist als lipophile aliphatische Kohlenwasserstoffverbindung mit relativ geringem Molekulargewicht (MG 100,12) sehr reaktionsfähig. Seine ungesättigte Natur, der Besitz der Carboxylgruppe, und der durch Verseifung leicht abspaltbare Methylalkohol lassen eine große Anzahl von Reaktionsmöglichkeiten vermuten. Aus diesen Gründen ist die monomere Substanz tatsächlich sehr gewebschädlich. Dagegen besteht das Polymethylmethacrylat aus chemisch indifferenten Riesenmolekülen mit stabilen funktionellen Gruppen, die sich mit den Molekülen des Körpergewebes nicht umzusetzen vermögen.

Die zytotoxische Wirkung von Methylmethacrylat in vitro hat HULLIGER (1962) erstmals in Gewebekulturen festgestellt. Sie bewies auch, daß ein Gemisch aus monomerer Flüssigkeit und polymerem Pulver praktisch keine größere gewebsschädigende Wirkung mehr aufweist. SPEALMAN u. a. (1945) berichten über allergische Reaktionen nach mehr-

facher Bepinselung der Bauchhaut des Kaninchens mit monomeren Methylmethacrylaten. Berufsbedingte Ekzeme bei Zahntechnikern beschreibt KLEINE-NATROP (1960), die auf die freiwerdenden monomeren Acrylate bei der Verarbeitung von Kunststoffen zurückzuführen sind. Kontakt-Stomatiden werden in seltenen Fällen auch bei Trägern von Zahnprothesen beobachtet. Inwieweit diese auf nachträgliche Abgabe von Restmonomeren zurückzuführen sind, läßt sich nicht ohne weiteres sagen. Die unterschiedlichen Auswirkungen dieser Restmonomere hat SMITH (1959) erstmals untersucht. Die Höhe der Restmonomerabgabe aus Polymethylmethacrylat hat HENKEL (1949) untersucht. Es scheint, daß diese das nachträgliche Verhalten des Kunststoffes im Implantationsbett beeinflußt. Doch dürften Restmonomere bei optimaler Verarbeitung (vom Hersteller vordosierte Flüssigkeits-Pulver-Menge, knetbares Gemisch) kaum auftreten.

Eine krebserzeugende Wirkung, die auf die chemische Natur der Autopolymerisate zurückzuführen wäre, läßt sich heute mit großer Sicherheit ausschließen. Die bisher bei Nagetieren tierexperimentell erzeugten Sarkome nach Implantation von Kunststoffen waren nur auf deren physikalische und mechanische Eigenschaften (Form, Größe, Porenweite, Eigenbeweglichkeit im Implantationsbett) zurückzuführen (NOTHDURFT 1955).

II. Methode (Versuchsbeschreibung):

Um eine Aussage über die Brauchbarkeit eines Kunststoffes als Gelenkersatz machen zu können, ist es notwendig, seine Reaktionen im Gewebe vorauszuberechnen. Hierzu prüft man

die Quellung, d.h. die nachträgliche Wasseraufnahme des auspolymerisierten Kunststoffes sowie seine nachträgliche Restmonomerabgabe. Für den Erfolg eines Gelenkersatzes, bei dem beide Gelenkteile ersetzt werden, ist es außerdem von großer Wichtigkeit, Angaben über das Abriebverhalten des verwendeten Materials zu erhalten. Weiterhin muß die Frage beantwortet werden, ob das ausgehärtete Polymerisat eine dauerhafte Anpolymerisation mit dem gleichen Kunststoff und mit chemisch ähnlichen Kunststoffen gestattet. Da die Gelenkflächen steril eingesetzt werden müssen, soll schließlich auch auf die Möglichkeit der Sterilisation eingegangen werden.

II. 1. Quellung

Bei der Quellung tritt sowohl eine Gewichts- wie eine Volumenzunahme ein. "Acryl- und Methacrylatverbindungen sind polar gebaut und lösen sich daher in einigen polaren Lösungsmitteln. Bei der Quellung wird das Lösungsmittel unter starker Volumenzunahme aufgenommen. Es dringt zwischen die Makromoleküle ein, weitet die Zwischenräume auf, erreicht aber keine vollständige Trennung" (RAUCH-PUNTIGAM, VÖLKER).

SCHROEDER, CASTAGNOLA (1951) beschreiben speziell die Wasseraufnahme als drei unterschiedliche Vorgänge:

- "a. Ausfüllen von Poren
- b. Ersatz des herausgelösten Monomers
- c. eigentliche Quellung"

Durch die Quellung werden die Materialeigenschaften des Kunststoffes geändert. "Die Zugfestigkeit nimmt stark ab,

die Dehnung steigt, das Material wird weichgummiartig" (AMEDICK 1955).

Mit den physikalischen Ursachen der Spannungsrißkorrosion in hochpolymeren organischen Kunststoffen befaßten sich besonders STUART u. a. (1964). Sie kommen zu folgender Aussage: "Die Rißbildung hängt besonders von der Benetzungsspannung der korrodierenden Flüssigkeit sowie von der Quellgeschwindigkeit und dem Quellgrad ab. Aus Versuchen folgt, daß es zur Zeit noch nicht möglich ist, eindeutige und quantitative Beziehungen zwischen den Kenngrößen der Rißbildung und den molekularphysikalischen Konstanten der Wechselwirkung zwischen korrodierendem Medium und dem hochpolymeren Kunststoff herzustellen".

Quellverhalten der drei Kunststoffe Palacos R, Palacos E und Paladon 65:

a. in Wasser:

Bei allen drei Kunststoffen wurde die Wasseraufnahme nach Lagerung in aqua dest. von 37°C geprüft. Die Probekörper waren glatt und wiesen keine Risse auf. Eine mechanische Bearbeitung haben wir sehr vorsichtig vorgenommen, um eine Erwärmung des Kunststoffes zu vermeiden. Es wurden Probekörper mit gleichen Abmessungen verwendet, um die Ergebnisse der verschiedenen Kunststoffe miteinander vergleichen zu können. Die Proben wurden jeweils 96 Stunden freischwebend an einem 0,3 mm starken Draht in aqua dest. gehängt. Das Wasser wurde alle 6 Stunden durchgemischt. Wir prüften jeweils drei Probekörper; dies entspricht den üblichen Bedingungen nach DIN 53 471. Vor der Prüfung wurden die Probekörper 48 Stunden bei einer Zimmertemperatur von 20°C $\pm$ 1°C und einer relativen Luftfeuchte von 65 % gelagert. Die Wägung erfolgte mit einer Nettler P 160-Waage auf 1/1000 Gramm genau. Das Volumen wurde nach dem Auftriebsverfahren (ARCHIMEDES) bestimmt.

b. in Serum (Aminomel): *

Diese Prüfung erfolgte unter den gleichen Bedingungen wie die vorhergehende. Nur verwendeten wir hier statt aqua dest. Aminomel.*

Um ferner eine Aussage über die Möglichkeit der Verdichtung des Materials durch Druck zu erhalten, prüften wir immer gepreßte und ungepreßte Proben nebeneinander.

* Zusammensetzung von Aminomel L2:

Synthetische L-Aminosäuren-Infusionslösung 20 g/l,
500 ml

Gehalt an synthetischen L-Aminosäuren:

L-Isoleucin	0,8 g/l	L-Valin	1,3 g/l
L-Leucin	1,1 g/l	L-Arginin	2,3 g/l
L-Lysin x HCL	2,12 g/l	L-Histidin	0,7 g/l
L-Methionin	1,6 g/l	L-Alanin	3,7 g/l
L-Phenylalanin	1,1 g/l	Glycin	3,0 g/l
L-Threonin	0,8 g/l	L-Prolin	1,0 g/l
L-Tryptophan	0,4 g/l	L-Ornithin-L-Aspartat	0,5 g/l

Gesamt-N = 3,3 g/l

Gehalt an Elektrolyten:

Na +	35 mval/l
K +	15 mval/l
Cl -	54 mval/l

II. 2. Homogenitätsprüfung

Hier versuchten wir eine Untersuchungsmethode zu finden, um die gleichmäßige Auspolymerisation von Kunststoffteilen möglichst einfach zu prüfen. Die Bestimmung der Rohdichte in verschiedenen Schichten eines Kunststoffblockes sollte zeigen, ob sich so größere Unterschiede in der Struktur der Kunststoffe feststellen lassen. "Für die Homogenität spielt die Körnung des Perlpolymerisates eine große Rolle. Je nach ihrer Größe entstehen im Endprodukt verschieden große Zwischenräume, die mit Monomer ausgefüllt werden. SANTORIK (1950) wies nach, daß im erhärteten Kunststoff größere Mengen von Monomer eingeschlossen sind. Diese fungieren nach SCHROEDER und SANTORIK als "Kittsubstanz". Daneben spielt die Anzahl der Einschlüsse im Perlpolymerisat für die Homogenität des Endproduktes eine Rolle. Verschieden große Perlen sind von Vorteil" (KETTERL, KIERSE 1952). Die Autopolymerisate Palacos R und Palacos E wurden jeweils gepreßt und ungepreßt untersucht. Die quaderförmigen Probekörper wurden gewogen und ihr Volumen durch Messung des Auftriebes bestimmt. Dann wurden sie auf allen sechs Flächen gleichmäßig abgeschliffen und erneut Volumen und Masse bestimmt. In gleicher Weise wurde ein drittes Mal verfahren.

Vor der Untersuchung wurden die Proben 40 Stunden bei $20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ und einer relativen Luftfeuchte von $65 \pm 5\%$ gelagert (DIN 53 479); die Messungen wurden unter gleichen Bedingungen durchgeführt.

II. 3. Monomerabgabe

Nach einer Austrocknungszeit von circa 336 Stunden wurden alle Proben aus Versuch II. 1. einer nochmaligen Wägung und Volumenbestimmung - durch Messung des Auftriebes - unterzogen, um so den bereits zitierten "Ersatz von herausgelöstem Monomer" zu überprüfen. Dies ist für die biologische Verträglichkeit von entscheidender Bedeutung; dies wird unter I. Material beschrieben.

II. 4. Abriebverhalten

Die Prüfung des Maximalabriebes erfolgte in einem Gelenk mit genau definierten geometrischen Flächen. Eine Halbkugel aus Kunststoff wurde um ihren Mittelpunkt in einem Scharnier gegenüber einer planen Fläche, die mit der Kraft K gegen die Halbkugel gedrückt wurde, bewegt. Die Größe der Kraft K wurde jeweils durch eine Feder mit 450 p konstant gehalten (Kontrolle Federwaage). Siehe Abb. 3.

Da die künstlichen Gelenkoberflächen besonders glatt sein sollen - um den Abrieb möglichst gering zu halten - preßten wir sie in gegossenen und hochglanzpolierten Metallformen. Versuche, die Flächen des ausgehärteten Kunststoffes zu polieren, ergaben keine ähnlich guten Ergebnisse. Auch Schwabbelscheiben, die nach BURKHART (1964) zum Polieren von kleinen Teilen günstig sein sollen, konnten die mit Metallformen gewonnenen Oberflächen der Proben nicht übertreffen.

Um störende Einflüsse durch Mischreibung zu vermeiden, wurde das Reibungsverhalten zunächst ohne Schmiermittel geprüft. "Bei rein hydrodynamischer Schmierung sollte kein

Abrieb eintreten. Die Erfahrung lehrt, daß alle größeren oder kleineren Lager Abrieb aufweisen, woraus sich ergibt, daß Mischreibungszustände im technischen Betrieb nie ganz vermieden werden können" (BAUMGÄRTL, RICHTER 1963).

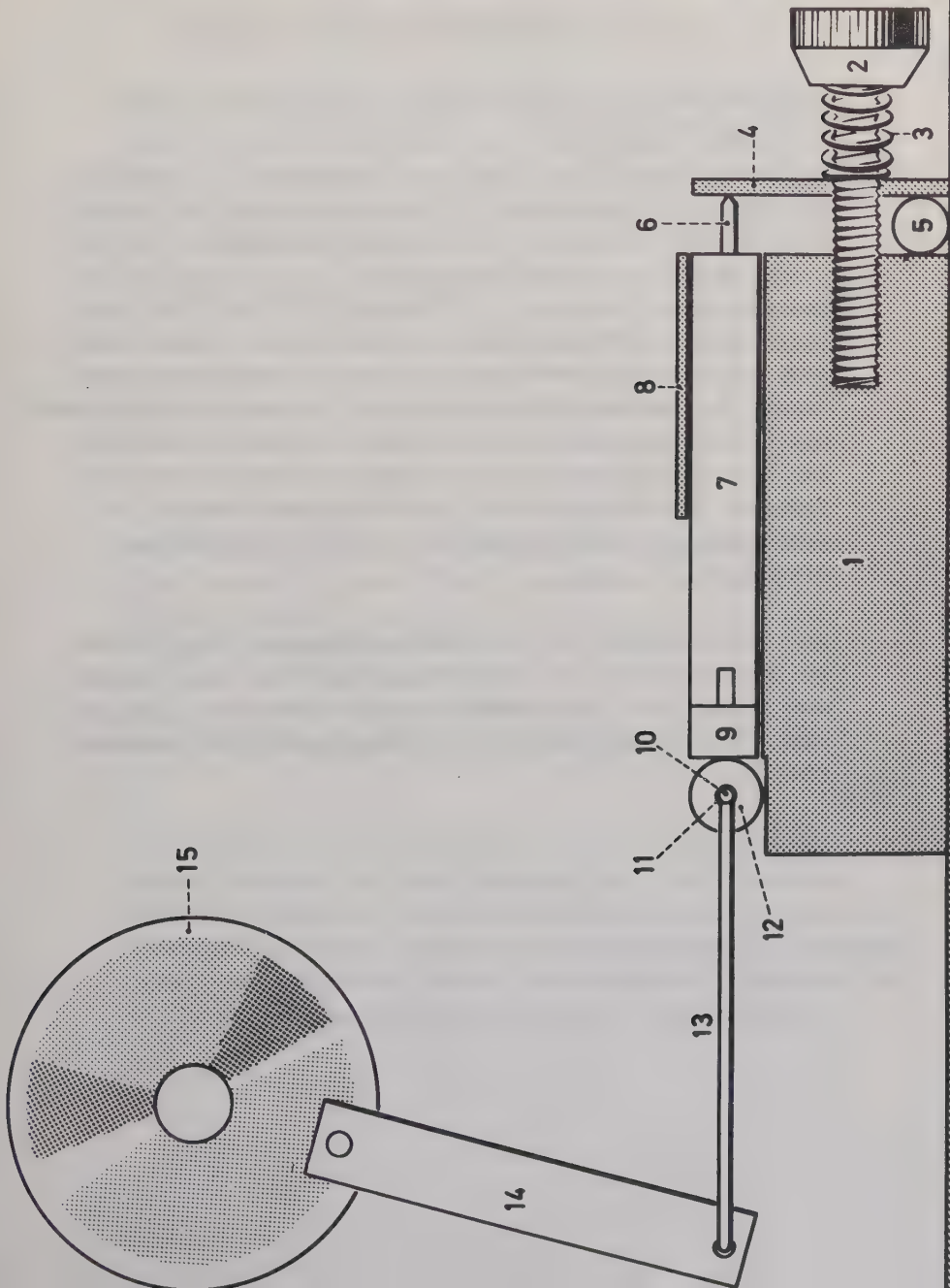
Es war technisch nicht möglich, die in den GEIGY-Tabellen 1969 angegebene Zusammensetzung der Synovialflüssigkeit herzustellen. Um trotzdem einen ungefähren Überblick über das zu erwartende Abriebverhalten im Gelenk zu erhalten, prüften wir den Kunststoff noch in Wasser und Serum (Aminomel) bei $37^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}$ bei sonst gleichen Versuchsbedingungen.

Vorbehandlung der Proben:

Die Lagerung erfolgte 40 Stunden bei $20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ und einer relativen Luftfeuchte von $65 \pm 5\%$.

In allen Fällen betrug die Versuchsdauer 169 Stunden, in der je 700 000 Beuge- und Streckbewegungen durchgeführt wurden. Auf der planen "Gelenkfläche" (Kunststofffläche) zeigten sich nach Beendigung des Versuches deutliche tiefe Reibungsflächen; diese wurden planimetriert. So war ein Vergleich der untersuchten Kunststoffe möglich. Alle Proben wurden nach Versuchsende mit Gold bedampft und im Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Abb. 3: Versuchsanordnung aus II. 4. Abriebverhalten



Zu Abb. 3. Beschreibung des Scheuergerätes:

An einem massiven Metallblock (1) sind folgende Vorrichtungen angebracht:

Ein Gewinde zur Befestigung einer Schraube (2), mit der man über eine Spiralfeder (3) die gewünschte Kraft einstellen kann, die dann auf ein Metallplättchen (4) übertragen wird. Ein runder Metallstab (5) und ein spitz zugeschliffener Metallstift (6) nehmen die Kraft auf. Der Stift steckt fest verankert in einem quadratischen Metallstab (7), der in einer genau angepaßten Führungsschiene läuft, die teilweise mit einem durch Schrauben befestigten Metallplättchen (8) abgedeckt ist. In diesem Metallstab ist die plane Fläche (9) des mathematischen Gelenkes befestigt. An einer Achse (10), die durch eine Hülse (11) läuft, ist der kugelförmige Teil (12) des Gelenkes befestigt.

Die Bewegung wird über ein Führungsgestänge (13, 14) von einem Exzenterad (15) übertragen, das von einem Elektromotor über eine Schneckenwelle angetrieben wird. Die gesamte Vorrichtung ist auf einer Holzplatte fest montiert (16).

II. 5. Anpolymerisierbarkeit

Die Anpolymerisierbarkeit der untersuchten Kunststoffe prüften wir mit einfachen Scherversuchen. Alle Versuche führten wir doppelt durch. Die Kunststoffe, an die anpolymerisiert wurde, befanden sich bereits im auspolymerisierten Zustand.

Es wurde anpolymerisiert:

Palacos R an Palacos E
Palacos E an Palacos R
Palacos R an Paladon 65
Paladon 65 an Palacos R
Palacos E an Paladon 65
Paladon 65 an Palacos E

Die Prüfung erfolgte auf möglichst einfache Weise. Der eine Kunststoff wurde fest eingespannt, der andere mit 25 kp belastet. Die Fläche, auf der anpolymerisiert wurde, betrug jeweils 1 cm².

II. 6. Sterilisation

Die Polymere der Kunststoffe Palacos R und Palacos E werden sterilisiert vom Hersteller geliefert, während sich bei Paladon 65 keine derartigen Angaben finden. Das Monomer ist jeweils autosteril. Es wurden die Auswirkungen untersucht, die eine Heißluftsterilisation (2 Stunden bei 137°C) auf die ausgehärteten Kunststoffproben ausübt.

C) Ergebnisse von II. 1., 2., 3., 4., 5., 6

Ergebnisse von II. 1. Quellung:

Tabelle 1

	G_1 (p)	G_2 (p)	$G_2 - G_1$	Gewichts %
Palacos R	1,010	1,017	0,007	0,693
ungepreßt	1,019	0,027	0,008	0,785
in H_2O	1,015	0,024	0,009	0,886
Palacos R	0,949	0,963	0,014	1,485
ungepreßt	0,945	0,960	0,015	1,587
in Serum	0,950	0,963	0,013	1,368
Palacos R	0,569	0,574	0,005	0,877
gepreßt	0,565	0,569	0,004	0,777
in H_2O	0,566	0,571	0,005	0,899
Palacos R	0,527	0,531	0,004	0,683
gepreßt	0,525	0,529	0,004	0,686
in Serum	0,527	0,531	0,004	0,683
Palacos E	0,555	0,557	0,002	0,360
gepreßt	0,557	0,560	0,003	0,538
in H_2O	0,549	0,552	0,003	0,546
Palacos E	0,561	0,567	0,006	1,070
gepreßt	0,559	0,564	0,005	0,895
in Serum	0,564	0,569	0,005	0,886

Fortsetzung Tabelle 1

	G_1 (p)	G_2 (p)	$G_2 - G_1$	Gewichts %
Palacos E	0,539	0,543	0,004	0,742
ungepreßt	0,537	0,541	0,004	0,744
in H_2O	0,541	0,546	0,005	0,739
Palacos E	0,542	0,548	0,006	1,108
ungepreßt	0,543	0,550	0,007	1,280
in Serum	0,544	0,550	0,006	0,544
Paladon 65	0,532	0,532	0,000	0,000
	0,534	0,534	0,000	0,000
in H_2O	0,531	0,532	0,001	0,187
Paladon 65	0,533	0,535	0,002	0,375
	0,533	0,536	0,003	0,563
in Serum	0,535	0,537	0,002	0,372

G_1 (p): Gewicht der Proben vor der Untersuchung in Pond

G_2 (p): Gewicht der Proben nach der Untersuchung in Pond

Gewichts-%: nach der Formel $G = \frac{G_2 - G_1}{G_1} \times 100$

Tabelle 2

Arithmetische Mittelwerte der Teilchenaufnahme in Gewichts-Prozent aus dem jeweiligen umgebenden Medium:

untersuchter Kunststoff	Herstellungs- bedingungen	Versuchs- flüssigkeit	mittlere Teilchenauf- nahme in Ge- wichts-%
Palacos R	ungepreßt	aqua dest.	0,788
Palacos R	ungepreßt	Serum	1,480
Palacos R	gepreßt	aqua dest.	0,851
Palacos R	gepreßt	Serum	0,684
Palacos E	gepreßt	aqua dest.	0,481
Palacos E	gepreßt	Serum	0,950
Palacos E	ungepreßt	aqua dest.	0,741
Palacos E	ungepreßt	Serum	1,164
Paladon 65	gepreßt	aqua dest.	0,062
Paladon 65	gepreßt	Serum	0,436

Tabelle 1 und 2 zeigen uns ganz eindeutig, daß unter diesen Versuchsbedingungen der gepreßte Kunststoff grundsätzlich weniger Teilchen aus der Umgebung aufnimmt als der ungepreßte. Die Teilchenaufnahme aus dem Serum (Aminomel, ein Plasmaexpander) war im allgemeinen größer als die aus dem destillierten Wasser.

Ergebnisse von II. 2. Homogenität:

Tabelle 3 a

untersuchter Kunststoff	G (p)	V (cm ³)	d _R (p/cm ³)
Palacos R ungepreßt	34,622	28,200	1,227
Palacos R gepreßt	31,747	28,572	1,111
Palacos E ungepreßt	26,235	23,791	1,102
Palacos E gepreßt	30,024	25,991	1,155
Paladon 65 gepreßt	27,505	23,547	1,168

Tabelle 3 b

untersuchter Kunststoff	G (p)	V (cm ³)	d _R (p/cm ³)
Palacos R ungepreßt	15,983	13,111	1,219
Palacos R gepreßt	16,803	13,758	1,221
Palacos E ungepreßt	16,129	13,669	1,179
Palacos E gepreßt	16,278	13,725	1,180
Paladon 65 gepreßt	16,830	14,332	1,174

Tabelle 3 c

untersuchter Kunststoff	G (p)	V (cm ³)	d _R (p/cm ³)
Palacos R ungepreßt	4,817	3,909	1,232
Palacos R gepreßt	5,072	4,197	1,208
Palacos E ungepreßt	5,129	4,344	1,180
Palacos E gepreßt	5,244	4,420	1,186
Paladon 65 gepreßt	5,355	4,572	1,171

Zu Tabelle 3 a, b, c

G (p): Gewicht der Proben in Pond

V (cm³): Volumen der Proben in Kubikzentimeter

d_R (p/cm³): Rohdichte der Proben in Pond pro Kubik-
zentimeter

Eine Aussage im Sinne der Problemstellung (Homogenitätsprüfung) ist hier nicht einwandfrei möglich. Unvermeidbare Lufteinschlüsse machen die Werte unsicher, da man nicht ohne weiteres mit einer gleichmäßigen Verteilung der Fehlstellen in den Probekörpern rechnen kann.

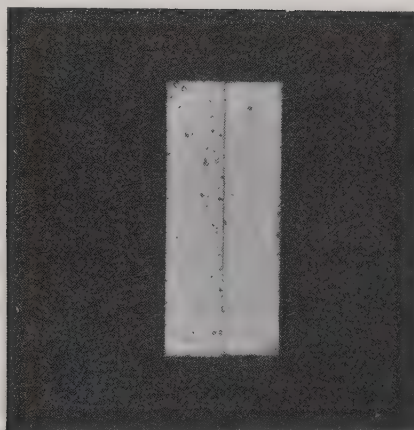


Abb. 4: Foto im Durchlicht; Lufteinschlüsse
Maßstab 1 : 2

Ergebnisse von II. 3. Monomerabgabe:

Tabelle 4

untersuchter Kunststoff	G_1 (p)	G_3 (p)	$G_1 - G_3$
Palacos R	1,010	1,009	0,001
ungepreßt	1,019	1,019	0,000
in H_2O	1,015	1,014	0,001
Palacos R	0,949	0,948	0,001
ungepreßt	0,945	0,944	0,001
in Serum	0,950	0,949	0,001
Palacos R	0,569	0,568	0,001
gepreßt	0,565	0,565	0,000
in H_2O	0,566	0,565	0,001
Palacos R	0,527	0,526	0,001
gepreßt	0,525	0,525	0,000
in Serum	0,527	0,527	0,000
Palacos E	0,555	0,555	0,000
gepreßt	0,557	0,557	0,000
in H_2O	0,549	0,549	0,000
Palacos E	0,561	0,561	0,000
gepreßt	0,559	0,558	0,001
in Serum	0,564	0,564	0,000

Fortsetzung Tabelle 4

untersuchter Kunststoff	G_1 (p)	G_3 (p)	$G_1 - G_2$
Palacos E	0,539	0,539	0,000
ungepreßt	0,539	0,538	0,001
in H_2O	0,541	0,541	0,000
Palacos E	0,542	0,542	0,000
ungepreßt	0,543	0,541	0,002
in Serum	0,544	0,544	0,000
Paladon 65	0,532	0,528	0,004 *
	0,534	0,533	0,001
in H_2O	0,531	0,530	0,001
Paladon 65	0,533	0,533	0,000
	0,533	0,533	0,000
in Serum	0,535	0,536	0,001

Bei dieser Untersuchung (Monomerabgabe) wurden die Proben aus Versuch II. 1. Quellung verwendet. Ein Monomerverlust ließ sich in keinem Fall feststellen. Alle Werte liegen noch im Meßfehlerbereich. Nur ein einzelner Wert (in Tabelle 4 mit * versehen) gibt einen großen Monomerverlust von 0,004 p an.

Ergebnisse von II. 4. Abriebverhalten:

a. Trockenversuch

untersuchter Kunststoff	abgeriebene Fläche in cm ²
Palacos R	0,70
Palacos E	0,10
Paladon 65	0,61

b. Versuch in aqua destillata

untersuchter Kunststoff	abgeriebene Fläche in cm ²
Palacos E	0,80

c. Versuch in Serum (Aminomel)

Palacos E	0,80
-----------	------

d. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zum Aussehen der Abriebflächen

Bei den untersuchten Proben zeigten sich keine Unterschiede zwischen der kugelförmigen und der planen Fläche des künstlichen Gelenkes.

Plane Fläche aus Trockenversuch II. 4.a Palacos R

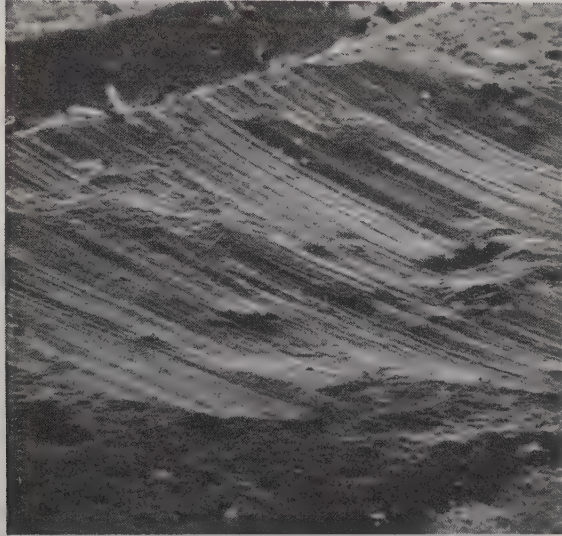


Abb. 5 Vergrößerung 40 x

Beschreibung des rasterelektronenmikroskopischen Bildes:

Die am oberen Bildrand sichtbare Furche wurde nach dem Versuch als Markierung angebracht. Die Abriebfläche setzt sich deutlich von der scheinbar unregelmäßig gepunkteten unversehrten Kunststofffläche ab. Die Schliffspuren ziehen nicht gleichmäßig über die gesamte Fläche. Sie werden immer wieder durch unregelmäßige Aufwerfungen unterbrochen. Bei näherer Betrachtung scheint die Oberfläche in den Aufwerfungen durch Störstellen unterbrochen zu sein, die dicht zusammengelagertes Zirkondioxid enthält. Über die gesamte Abriebfläche sind Schliff-

spuren von unterschiedlicher Breite und Länge sichtbar. Als Nebenfund zeigen sich in der Markierungsfurche Porositäten des Kunststoffes, die mit den schon beschriebenen Verarbeitungsschwierigkeiten in Einklang zu bringen sind.

Plane Fläche aus Trockenversuch II. 4.a Palacos E

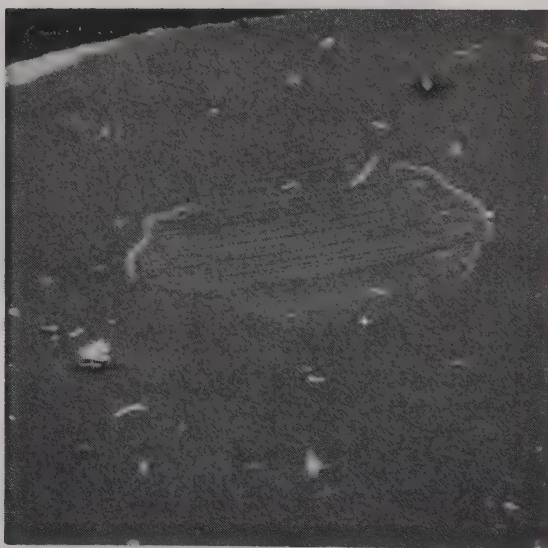


Abb. 6 Vergrößerung 98 x

Die Schliffspuren verlaufen hier ohne Unterbrechung über die gesamte Abriebfläche. Der Probekörper zeigt unterschiedlich breite Schliffspuren unregelmäßig auf die abgeriebene Fläche verteilt. Bei den weißen Flecken auf dem Bild handelt es sich um Artefakte, die durch Staub und Bedampfung hervorgerufen wurden.

Plane Fläche aus Trockenversuch II. 4.a Paladon 65

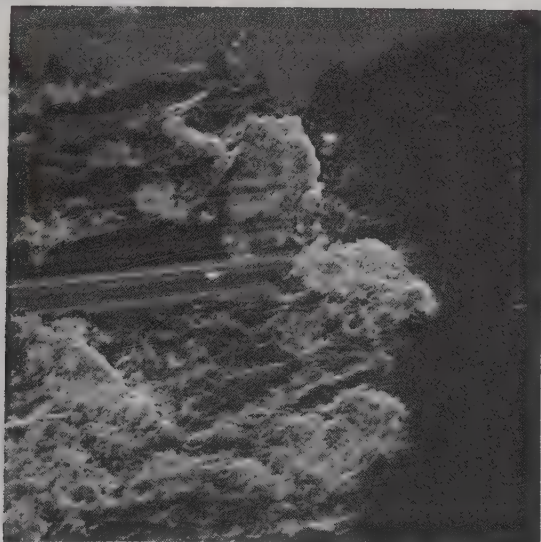


Abb. 7 Vergrößerung 248 x

Das Foto zeigt den Rand am Ende der Schliffspur und einen Teil des unversehrten Kunststoffes. Die unregelmäßig breiten und langen Schliffspuren werden von Kratern und Aufwerfungen verschiedener Größe unterbrochen. Bei den Auf-

werfungen scheint es sich um Kunststoffteilchen zu handeln, die bei weiterer Belastung herausgebrochen werden. Die Abriebflächen machen einen noch unregelmäßigeren Eindruck als diejenigen, die man bei Palacos R und insbesondere bei Palacos E beobachten konnte.

Plane Fläche aus Versuch in aqua destillata II. 4.b
Palacos E

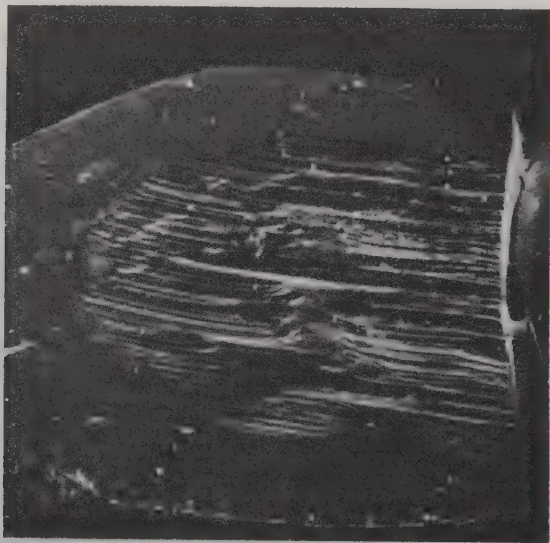


Abb. 8 Vergrößerung 40 x

Die Schliffspuren sind hier tiefer und unregelmäßiger als im Trockenversuch. In der Mitte der Abriebfläche sind zwei Aufwerfungen zu erkennen, die durch eine besonders breite Schliffspur getrennt werden. Die eine Seite des Probekörpers wurde nach dem Versuch abgefräst.

Kugelförmige Fläche aus dem Versuch in Serum (Aminomel)
II. 4.c Palacos E

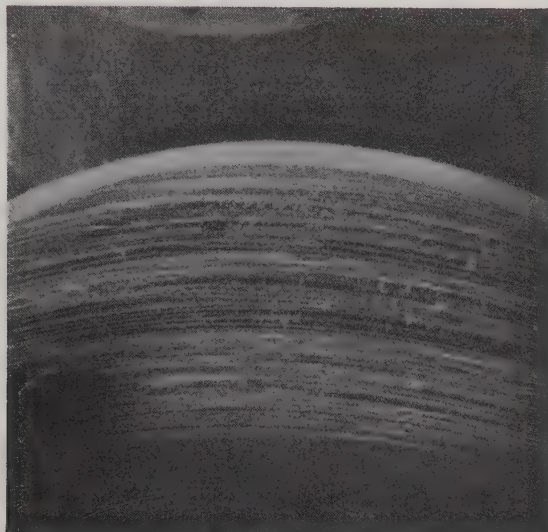


Abb. 9 Vergrößerung 46 x

Die Schliffspuren verlaufen gleichmäßig über die ganze Fläche. Nur an zwei Stellen sind Andeutungen von Aufwerfungen zu erkennen. Wie bei allen anderen Proben sind auch hier Schliffspuren von unterschiedlicher Breite sichtbar.

Ergebnisse von II. 5. Anpolymerisierbarkeit:

In keinem der sechs Versuche wurden die anpolymerisierten Kunststoffe durch die einwirkende Kraft (25 kp) wieder getrennt.

Ergebnisse von II. 6. Sterilisation:

Eine Sterilisation in der von uns erprobten Weise ist nicht möglich. Bei allen untersuchten Kunststoffen (Palacos E, Palacos R und Paladon 65) wurden deutliche Verfärbungen festgestellt. Außerdem wurden sie spröde und verformt.

D) Diskussion

1. Die bisherigen Methoden des alloplastischen Gelenkersatzes

Es ist verwunderlich, wie wenig bis in die jüngste Zeit die Eigenschaften von Werkstoffen auf ihre Tauglichkeit geprüft worden sind, bevor sie beim Patienten als Implantate zum Gelenkersatz verwendet wurden. Es scheint dies zum Teil durch die Ergebnisse der ersten systematischen Untersuchungen von CHLUMPSKY (1900) bedingt gewesen zu sein, die damals kein für den Gelenkersatz geeignetes Material nachweisen konnten. Erst mit dem Nachweis, daß Vitallium aufgrund seiner elektrischen Indifferenz ein besonders geeignetes Material für den Gelenkersatz darstellt (SMOOK, GAILLARD), wurde ein Jahrzehnt später die Alloplastik des Gelenkersatzes

in systematischere Bahnen gelenkt (MOORE und REYMAN). Doch auch die folgenden Arbeiten von McKEE und CHARNLEY lassen die aussagefähigen vorherigen materialtechnischen und tierexperimentellen Überprüfungen der jeweiligen Materialien bzw. Methoden vermissen.

Polymethylmethacrylat ist daher möglicherweise zu Unrecht als ungeeignetes Material für Gelenkersatz bezeichnet worden. GIERHAKE hat sich bei dieser negativen Beurteilung des Polymethylmethacrylates nur auf die histologischen Untersuchungen der Femur-Kopf-Prothesen gestützt, ohne die vielfältigen Komplikationsmöglichkeiten zu bedenken, die durchaus keinen Zusammenhang mit dem verwendeten Werkstoff haben müssen. Die vorgelegte Arbeit sollte neben einer Untersuchung der speziellen Eigenschaften von Polymethylmethacrylat ganz allgemein eine brauchbare Methode angeben, wie sich ein Werkstoff auf seine Tauglichkeit als Gelenkflächenersatz prüfen läßt.

2. Die in der vorliegenden Arbeit angewandten Werkstoffprüfungen

Die Prüfung von Materialien, die im biologischen Bereich eingesetzt werden sollen, stellt besondere Anforderungen an die Prüfmethode. Materialprüfnormen, wie sie z. B. der Deutsche Normenausschuß festgelegt hat, haben hier nur sehr begrenzte Aussagefähigkeit. Aus diesem Grunde ist es nötig, neue Prüfungen zu schaffen und zu normieren, um die echten Anforderungen möglichst genau zu simulieren. Nur so kann man Aussagen über das Verhalten von Werkstoffen in Abhängigkeit von der Verwendung erhalten. "Die üblichen Normprüfungen bzw. die in Materialnormen aufgeführten Mindestanforderungen dienen in erster Linie der Typisierung und Überwachung von Kunststoffen" (DOFFIN 1965).

3. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit

a. zur Quellung

Unsere Versuche haben gezeigt, daß es durch einfaches Pressen des Autopolymerisates während der Polymerisation möglich ist, die Materialeigenschaften in bezug auf die Teilchenaufnahme aus der Umgebung wesentlich zu verbessern.

Das Pressen bewirkt eine Verdichtung des Materials. Luft-einschlüsse lassen sich größtenteils vermeiden. Gleichzeitig verhindert man dabei den Zutritt von Luft zum auspolymerisierenden Kunststoff. Dies gewährleistet eine gleichmäßige, saubere, nicht durch Luftblasen verfärbte Oberfläche - eine Voraussetzung, die für das resistente Oberflächenverhalten gegenüber der Umgebung unabdingbar ist.

Ferner zeigen die durchgeführten Untersuchungen, daß die Teilchenaufnahme im Serum im allgemeinen größer ist als im Wasser. Nur bei Palacos R (gepreßt) ist die Teilchenaufnahme im Serum geringer als im Wasser (siehe Tabelle 1 und 2). Bei Paladon 65 war eine Unterscheidung zwischen gepreßt und ungepreßt nicht sinnvoll, da es sich hier um ein Heißpolymerisat handelt, das ohnedies nach Angaben der Hersteller gepreßt polymerisiert werden muß.

b. zur Homogenität

Der Versuch, die Homogenität mit der beschriebenen einfachen Untersuchungsmethode zu prüfen, scheiterte. Aufgrund der Schwierigkeiten bei der Verarbeitung eines Autopolymerisates konnten wir keine vollkommen blasenfreien Probekörper herstellen, die die gewünschte Größe

gehabt hätten. Die Fotos im Durchlicht (Abb. 4.) zeigen zwar, daß die Lufteinschlüsse im gepreßten Kunststoff geringer sind als im ungepreßten, trotzdem konnten Probekörper in der gewünschten Größe die Versuchsanforderungen nicht einwandfrei erfüllen. Sogar in Paladon 65, dem Heißpolymerisat, konnten wir eine Blase finden.

UHLIG (1951) diskutiert u. a. folgende Möglichkeiten der Blasenbildung bei der Polymerisation:

- "1. Es ist wahrscheinlich, daß dem Gemisch aus Perlpolymerisat und monomerer Flüssigkeit stets beim Anrühren Luft beigemischt wird. Diese müßte sich mit zunehmender Erwärmung des Kunststoffteiges ausdehnen und Blasen geben.
2. Gelegentlich wird erwähnt, daß man dabei an die im Monomeren wie in den meisten Flüssigkeiten "gelöste" Luft denken müsse.
3. Mit Vorzug nimmt man an, daß der monomere Grundstoff des Plexiglasses, der etwa bei $100,3^{\circ}\text{C}$ siedet, spontan verdampft, wenn diese Temperatur während der Polymerisation erreicht bzw. überschritten wird.
4. Dem Volumenschwund des Werkstoffes bei der Kettenreaktion wird auch die Schuld beigemessen.
5. Schließlich diskutiert man in diesem Zusammenhang über die Rolle, die der Druck bei der Polymerisation spielen dürfte."

Bei der Verarbeitung von Autopolymerisaten scheint es empfehlenswert, mit Druck zu arbeiten, um Blasen, Mikro- oder Makrolunker, Vakuolen, Porositäten und Schwundräume zu vermeiden.

Leider war es uns nicht möglich, festzustellen, worauf die schon beschriebenen Fehlstellen in den großen Versuchskörpern der Homogenitätsprüfung zurückzuführen sind. Unserer Ansicht nach scheint es jedoch in erster Linie an dem zu großen Volumen der Prüfkörper gelegen zu haben.

c. zum Monomerverlust

Eine Monomerabgabe bei den von uns geprüften Polymethylmethacrylaten konnten wir nicht feststellen. Damit stehen unsere Ergebnisse mit den Angaben des Herstellers in Einklang, daß bei richtiger Dosierung praktisch kein nachweisbarer Restmonomergehalt sistiert. Aus dieser Tatsache heraus erklärt sich auch die von den Autoren (HOPPE 1956, HULLIGER, GRASSER 1969) immer wieder beschriebene Gewebsfreundlichkeit des autopolymerisierenden Polymethylmethacrylates.

d. zum Abrieb und den rasterelektronen- mikroskopischen Untersuchungen über das Aussehen der Abriebflächen

Die durchgeführten Abriebversuche kann man grundsätzlich als eine Scheuerprüfung im Sinne von SCHIEFER (zit. nach STUART 1956) betrachten.

Nach SCHIEFER sind in der Scheuerprüfung drei grundlegende Probleme zu beachten:

1. das theoretische Problem der idealen Scheuerbewegung
2. das Problem des unveränderlichen Scheuermittels
3. das Problem der Wertung der Scheuerung

ad. 1

Da die gewählte Versuchsanordnung eine biologische Beanspruchung unter extremen Verhältnissen nachahmen sollte, wurde diese Frage außer Acht gelassen.

ad. 2

Das zweite Problem schalteten wir dadurch aus, daß zwei Flächen aus dem gleichen Material gegeneinander scheuerten und sich so kein heterogenes Scheuermittel bildete und veränderte. Es stellt sich hier aber die Frage, inwieweit abgeriebene Kunststoffteilchen zu einer Veränderung des Abriebes führen. Diese wurden während des Versuches absichtlich nicht entfernt, da sie im implantierten Gelenk auch belassen werden müssen.

ad. 3

Die Bewertung des Abriebes sollte mit Ausblick auf die noch zu beschreibenden Indikationen vorgenommen werden.

Wie schon bei der Homogenitätsprüfung stellten sich hier einige Schwierigkeiten bei der Verarbeitung ein. Besonders das Problem der schon beschriebenen Blasen machte es nötig, die hergestellten Probekörper besonders genau zu überprüfen. Um dies schnell und einfach zu ermöglichen, sollte der Kunststoff unbedingt durchsichtig sein. Palacos E ließ am einfachsten Fehlstellen erkennen, da es in dünnen Schichten

transparent ist. Weiterhin haben wir festgestellt, daß Kaltpolymerisate in weit größerem Ausmaß dazu neigen, Blasen zu bilden als Heißpolymerisate. Dies liegt allerdings sehr oft an der Verarbeitungsweise, die sich beim Kaltpolymerisat schwieriger gestaltet. Für vorgefertigte Gelenke wäre es aus diesem Grunde günstiger, Heißpolymerisate zu verarbeiten.

Probekörper aus Palacos E scheinen sich am gleichmäßigsten von den untersuchten Kunststoffen abzureiben. Hier kann man im Rasterelektronenmikroskop keine Kraterbildungen beobachten, die auf ein Herausbrechen kleiner Kunststoffteile schließen lassen. Diese Forderung muß man an einen Kunststoff, der im Gelenkersatz verwendet werden soll, aber unbedingt stellen. Durch das Herausbrechen eines Kunststoffstückchens wird ein circulus vitiosus eingeleitet, wobei es zu einem sich unkontrollierbar verstärkenden Abrieb kommt, und die abgeriebenen Partikel zunehmend entzündliche Gewebsveränderungen und Schmerzen in der Gelenkkapsel hervorrufen. Der Selbstschmiereffekt, der sich bei Palacos E schon im Trockenversuch deutlich herauskristallisiert hat, läßt diesen Kunststoff besonders geeignet erscheinen. Der Nachteil der fehlenden röntgenologischen Kontrollmöglichkeit muß in Kauf genommen werden, wenn man auf das günstige Abriebverhalten nicht verzichten will.

e. zur Anpolymerisierbarkeit

Die gute Anpolymerisierbarkeit, die bei den Versuchen festgestellt wurde, ist die Voraussetzung für eine eventuelle Kombination der verschiedenen Polymethylmethacrylate. Die Kombination eines speziell abriebfesten Kunststoffes mit einem besonders gut am Knochen haftenden

Kunststoff wäre eine denkbare Möglichkeit. Ein besonderes Augenmerk muß hier allerdings auf die Vernetzung der Kunststoffe gelegt werden, denn je stärker ein Kunststoff vernetzt ist, desto geringer ist seine Anpolymerisierbarkeit. In diesem Falle müßte man dann außerdem noch mechanische Retentionen anbringen.

f. zur Sterilisation

Die Asepsis ist bei Knochenoperationen auch im Zeitalter der Antibiotika noch von besonderer Bedeutung. Die Firma Kulzer & Co., Bad Homburg, trägt dem durch die Lieferung von sterilisiertem Monomer und Polymer Rechnung. Die Herstellung von sterilen Gelenken muß trotz ihrer Schwierigkeiten gefordert werden.

Ob und inwieweit sich das Polymethylmethacrylat bei den verschiedenen Sterilisationsverfahren ändert, sollte trotz der Möglichkeit der sterilen Herstellung von künstlichen Gelenken geprüft werden.

Bei den üblichen Sterilisationsverfahren treten immer Temperaturen auf, die für den Kunststoff nicht unbedenklich sein dürften, wie auch wir feststellen konnten. Bei der Sterilisation mit einer stark aseptischen Lösung tritt das Problem der Aufnahme von Lösungsmitteln und Teilchenaufnahme, eben der Quellung, auf. So sehen wir vorerst die einzige Lösung dieses Problems darin, die Metallformen zu sterilisieren und die Gelenkflächen unter sterilen Bedingungen herzustellen.

4. Die Folgerung für Polymethylmethacrylat als Gelenkersatz

Aus unseren Untersuchungen lassen sich folgende Forderungen für den Ersatz mit Polymethylmethacrylat ableiten:

1. Als Indikation für die Verwendung von Polymethylmethacrylat wären nach den Mißerfolgen mit der Judet-Prothese vor allen Dingen Gelenke mit geringen Druckspannungen anzusehen.

Als solche wären zu nennen:

Das Kiefergelenk,
das proximale und distale Handgelenk
und vor allem die Fingergelenke, besonders
die Mittelfingergelenke.

Gerade bei diesen ist bisher kein den Erfordernissen entsprechender Ersatz bekannt. Man kann sicherlich darüber diskutieren, ob eine Versteifung der Fingergelenke in jedem Fall, sei es nach einem Trauma oder durch PCP (primär chronische Polyarthrititis), zu einem günstigeren Ergebnis führen würde als die flächengetreue Wiederherstellung der Gelenkflächen durch Polymethylmethacrylat. In der Bundesrepublik

leben etwa 300 000 PCP-Kranke mit Schäden an den Fingergelenken, denen bisher kein befriedigender Ersatz angeboten werden konnte.

2. Für den eventuellen Ersatz der Fingergelenke mit Polymethylmethacrylat möchten wir folgendes Vorgehen vorschlagen:

Zunächst wird versucht, aufgrund einer Röntgenaufnahme der Hand die ungefähre Größe der Gelenk-

flächen und die etwaige Achsenstellung der Fingermittel- und Endgelenke zur Handgelenkachse zu bestimmen. Danach werden die Gelenkflächen steril hergestellt. Dazu verwendet man Metallformen, die man nach entsprechenden Gelenkflächen von Leichenhänden vorher hergestellt hat. Nun werden am Patienten nach beiderseitigem Längsschnitt radial und ulnar über der Dorsalfläche des Fingers in Höhe des Fingermittel- bzw. Endgelenkes die Dorsalaponeurose angehoben, die Gelenkkapsel eröffnet und mit einer rotierenden Fräse (Dentalwinkelstück) unter Kühlung mit Ringerlösung zunächst der zerstörte Gelenkkopf, dann distal die Pfanne abgetragen. Daraufhin wird mit einem Rosenbohrer (Größe 10) möglichst entfernt von der zu ersetzenden Gelenkfläche der Schaftbereich angebohrt und mit steriler physiologischer Kochsalzlösung das Fettmark aus dem Markraum ausgespült. Nach Entfernung des Fettmarkes aus dem Operationsgebiet werden die Gelenkflächen eingesetzt und auf ihre Paßform und Funktion geprüft. Nun wird durch das Bohrloch ein frisch angerührtes Palacos-Pulver-Flüssigkeitsgemisch im Überschuß injiziert. Der Überschuß wird in noch teigiger Konsistenz entfernt. Nach dem Erhärten - die dabei entstehende Hitze wird mit physiologischer Kochsalzlösung abgeleitet - werden die letzten Überschußreste mit einem Finierer beseitigt. Nun wird in der gleichen Weise die distale Gelenkfläche ersetzt.

3. Nachteile des Polymethylmethacrylat als Gelenkersatz:

Sie beruhen einmal auf der nachteiligen Wirkung etwaiger Restmonomere im Körpergewebe; weiterhin in der hohen Polymerisationswärme des aushärtenden Kunststoffes, der ohne Kühlung sicher eine Temperatur entstehen läßt, die oberhalb der Koagulationstemperatur von Eiweiß (56°C) liegt und die deshalb zu Hitzenekrosen führen kann.

Ein weiterer Nachteil des Polymethylmethacrylates ist in seiner geringen Abriebfestigkeit zu sehen. Es ist jedoch erwiesen, daß nur im Hüftgelenk derartig hohe Druckspannungen, die das Zehnfache des Körpergewichtes betragen können, auftreten.

4. Vorteile des Polymethylmethacrylates als Gelenkersatz:

Hier ist die vorzügliche Anpolymerisierbarkeit an bereits ausgehärtetem Kunststoff zu nennen, die es erlaubt, Gelenkflächen vorher herzustellen und diese mit autopolymerisierendem Polymethylmethacrylat einzuzementieren. Auch die geringe toxische Wirkung von Polymethylmethacrylat auf das Gewebe, die in seiner chemisch indifferenten Natur liegen, ist günstig. Außerdem sollte man die relativ leichte und billige Herstellungsweise hier nennen. Eine nachträgliche vorsichtige Bearbeitung des Kunststoffes ist nicht schwierig und zieht keine materialtechnischen Schäden nach sich.

5. Grundsätzlich sollte man jedoch eine gründliche Überprüfung von Polymethylmethacrylat im Tierexperiment fordern. Erst hier kann sich herausstellen, ob der gewählte Kunststoff die Anforderungen erfüllt, die man an ihn stellt.

E) Zusammenfassung

Es wurde auf die bisherigen Versuche und Erfolge von Gelenkersatz eingegangen. Daraus hat sich die Notwendigkeit ergeben, Materialien unter simulierten biologischen Bedingungen auf ihre werkstoffkundlichen Eigenschaften hin zu prüfen.

Die Kunststoffe der Firma Kulzer & Co., Bad Homburg, Palacos E, Palacos R und Paladon 65 wurden geprüft. Wir untersuchten die Quellbarkeit in aqua destillata und Aminomel, einem Plasmaexpander. Weiterhin versuchten wir die Homogenität der Kunststoffe durch Prüfung der Rohdichte in verschiedenen Schichten eines Kunststoffblockes zu bestimmen. Ob und inwieweit eine Monomerabgabe bei den Quellversuchen stattgefunden hat, prüften wir nach einer Austrocknungszeit von etwa 336 Stunden. Ein Scheuerversuch im Trockenen, in aqua destillata und in Aminomel bei 37°C zeigte uns ungefähr das zu erwartende Abriebverhalten des Materials bei implantierten Gelenken. Alle im Scheuerversuch verwendeten Probekörper wurden einer rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung unterzogen. Ferner prüften wir die Kunststoffe auf ihre Anpolymerisierbarkeit und die Möglichkeit, das ausgehärtete Polymer zu sterilisieren.

Palacos E eignet sich von den untersuchten Kunststoffen am besten für den von uns angestrebten Ersatz kleiner Gelenke. Die Herstellung von Kunststoffgelenkflächen in Metallformen und die Operationsmethode wird angegeben. Die Indikation und die Vor- und Nachteile der von uns untersuchten Kunststoffe werden diskutiert.

Nur zusätzliche tierexperimentelle Untersuchungen können die endgültige Verwendbarkeit von Polymethylmethacrylat als Ersatz von Gelenken mit geringen Druckspannungen zeigen.

F) L I T E R A T U R

- AMEDICK, K.: Kunststoffe in der Praxis. Braunschweig: Westermann, 2 (1955), 6-144.
- BAUMGÄRTL, K., E.-F. RICHTER: Geschwindigkeitsabhängigkeit des Reibungskoeffizienten und Abriebverhalten einiger thermoplastischer Kunststoffe. Kunststoffe 10 (1963), 747-752.
- BURKHART, W.: Schwabbelscheiben oder Polierringe? Kunststoffe 10 (1964), 655-656.
- CAMPBELL, W.C.: Interposition of Vitallium plates in arthroplasties of the knee. Amer. J. Surg. 47 (1940), 639-641.
- CARNOCHAN: (1840). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 3-12.
- CARR, C.R., J.W. HOWARD: Metallic cap replacement of radial head following fracture. West J. Surg. 59 (1951), 539-546.
- CHARNLEY, J.: (1958). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 3 - 12.

CHARNLEY, J.: Surgery of the hip-joint. Brit. Med. J. I
(1960), 821-826.

CHLUMPSKY, V.: Über die Wiederherstellung der Beweglichkeit
des Gelenkes bei Ankylose. Zbl. Chir. (1900),
921-925.

DOFFIN, H.: Aussagekraft von Normprüfungen. Kunststoffe
55 (1965), 351-355.

FETT: (1952). Zit. nach MITTELMEIER, H.: Gelenkplastiken
an Schulter, Ellenbogen, Hand und Fuß.
Chir. et plast. 7 (1970), 23-38.

FLATT, A.E.: Restoration of Rheumathoid Finger-Joint
Function. J. Bone Jt Surg. 43, A (1961),
753-774.

GIERHAKE, F.W.: Histologische Befunde nach Hüftgelenk-
plastik mittels der Judet-Prothese. Langen-
becks Arch. klin. Chir. 284 (1956), 705-707.

GRASSER, H.: Die Verwendung von selbsthärtenden Kunst-
stoffen zu Osteosyntheszwecken. Dtsch.
zahnärztl. Z. 24 (1969), 306-311.

HENKEL, G.: Chemie, Physik und Technologie zahnärztlicher
Kunststoffe. Leipzig: Johann Ambrosius
Barth 3 (1949), 1-58.

HOPPE, W.: Tierexperimentelle Untersuchungen über Gewebe-
reaktionen auf Injektionen von autopoly-
merisierendem Kunststoff. Dtsch. zahnärztl.
Z. 11 (1956), 837-847.

- HÜBSCHER, C.: Blutige Lösung der ankylotischen Kniescheibe (Interposition von Magnesiumblech). Correspondenzblatt für Schweizer Ärzte 24 (1901), 785-788.
- HULLIGER, L.: Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen (Palacos und Ostamer) in Gewebekulturen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962), 581-588.
- JANCKE, C.E.: Celluloid als alloplast. Material im Tierversuch. Dtsch. Ztschr. f. Chir. 197 (1926), 18-22.
- JUDET, J., R. JUDET: Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 3-12.
- KETTERL, W., H. KIERSE: Mechanische Untersuchungen über Palavit. Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1952), 745-755.
- KLEINE-NATROP, H.E.: Berufsbedingte Paladonekzeme bei Zahntechnikern. Berufsdermatosen 8 (1960), 301-305.
- KRUEGER, F.J.: A vitallium Replica arthroplasty of the shoulder. Surgery 30 (1951), 1005-1011.
- LANGE, M.: Orthopäd.-chirurg. Operationslehre. München: Bergmann, 2. Aufl. (1962), 1-936.
- LANGE, M.: Zit. nach MITTELMEIER, H.: Gelenkplastiken an Schulter, Ellenbogen, Hand und Fuß. Chir. et plast. 7 (1970), 23-38.

- LEGGE, R.F.: Vitallium prosthesis in the treatment of fracture of the carpal navicular. West. J. Surg. 59 (1951), 468-471.
- McINTOSH, D.L.: Arthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis. J. Bone Jt Surg. 48 B (1966), 179.
- McKEE: (1956). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 3-12.
- McKEEVER, D.C.: Patellar prosthesis. J. Bone Jt Surg. 37 A,2 (1955), 1074-1084.
- MERLE D'AUBIGNÉ: (1955). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Die Remobilisation der ankylosierten Hüftgelenke bei der Spondylitis ankylopoetica mit der totalen Endoprothese. Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Rheumatologie 1 (1969), 178-184.
- METCALFE, J.W.: The vitallium sphere prosthesis for non union of the navicular bone. J. int. Coll. Surg. 22 (1954), 459-461.
- MITTELMEIER, H.: Gelenkplastiken an Schulter, Ellenbogen, Hand und Fuß. Chir. et plast. 7 (1970), 23-38.
- MOORE, REYMAN: (1950). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 3-12.

- MÜLLER, M.E.: Die Verwendung von Kunstharzen in der Knochenchirurgie. Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962), 513-522.
- NEER, C.S.: Articular replacement of the humeral head. J. Bone Jt Surg. 37 A, 1 (1955), 215-228.
- NITSCHKE, R., K.A. WOLF: Kunststoffe. Berlin u.a.: Springer (1962), 1-934.
- NOTHDURFT, H.: Über die Sarkomauslösung durch Fremdkörperimplantationen bei Ratten in Abhängigkeit von der Form der Implantate. Naturwissenschaften 42 (1955), 106.
- PEAN: (1894). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W. Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 2-12.
- PLATT, G., C. PEPELEL: Mould arthroplasty of the knee. J. Bone Jt Surg. 51 B (1969), 76-87.
- PUPOPOC: (1902). Zit. nach REIMERS, TH.C.: Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. Chir. et plast. 7 (1970), 2-14.
- RAUCH-PUNTIGAM, H., TH. VÖLKER: Acryl- und Methacrylverbindungen. Berlin u.a.: Springer (1967), 1-429.
- RONES: (1902). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 3-12.

- ROSER, K.: Zur Behandlung der Kieferankylose. Zbl. Chir. 25 (1898), 122.
- SCHMIDT, A.: in EICHNER, K.: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Berlin (1967), 1-385.
- SCHROEDER, A., S. SANTORIK: Neue Untersuchungen über sog. selbstpolymerisierende Kunstharze. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 60 (1950), 937-962.
- SCHROEDER, A., L. CASTAGNOLA: Die Autopolymerisate. Wien/Innsbruck: Urban und Schwarzenberg 15 (1951), 1-70.
- SHIERS, L.P.: Arthroplasty of the knee. J. Bone Jt. Surg. 42 B (1960), 31-39.
- SMITH, D.C.: The Acrylic Denture Base - Some Effects of Residual Monomer and Peroxide. British dental Journal 106 (1959), 331-336.
- SMITH-PETERSEN: (1931). Zit. nach BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Materia Medica Nordmark 16 (1969), 3-12.
- SMOOK, A.H., P.J. GAILLARD: Über den Einfluß verschiedener Metalle auf Knochengewebe. Bruns' Beitr. klin. Chir. 170 (1939), 362-397.
- SPEALMAN, C.R., J. MAIN, H.B. HAAG, P.S. LARSON: Monomeric methylmethacrylate; studies on toxicity. Industr. Med. 14 (1945), 292.

STUART, H.A.: Physik der Hochpolymeren. Berlin u.a.: Springer, Bd. IV (1956), 291-293.

STUART, H.A., G. MARKOWSKI, D. JESCHKE: Physikalische Ursachen der Spannungsrißkorrosion in hochpolymeren organischen Kunststoffen. Kunststoffe 10 (1964), 618-625.

SWANSON, A.B.: Silicone rubber implants for replacement of arthritic or destroyed joints of the hand. Surg. Clin. N. Amer. 48 (1968), 1113-1127.

UHLIG, H.: Über die Blasenbildung bei Paladonpolymerisation. Dtsch. zahnärztl. Z. 24 (1951), 1387-1389.

VENABLE, C.S.: Elbow and elbow prosthesis. Amer. J. Surg. 83 (1952), 271-275.

WALLDIUS, B.: Arthroplasty of the knee, using an endoprosthesis. Acta orthop. scand. Supp. 24 (1957), 1-112.

YOUNG, H.H.: Use of a hinged vitallium prosthesis for arthroplasty of the knee. J. Bone Jt Surg. 45 A, 7 (1963), 1627-1642.

L E B E N S L A U F

Ich, Christian W i n d h o r s t , wurde am 27.5.1945 in Halle/Saale geboren als Sohn des kaufmännischen Angestellten Ernst Windhorst, geb. am 28.9.1909 in Kleindorf und seiner Frau Elsbeth (geb. Deutz), geb. am 16.10.1917 in Königsberg.

Von September 1951 bis 1956 besuchte ich die Volksschule in München und wechselte dann auf ein mathematisch-naturwissenschaftliches Gymnasium über, das ich bis 1960 besuchte. Im September 1960 trat ich als Lehrling des Zahntechnikerhandwerkes in ein gewerbliches zahntechnisches Labor in München ein. Zur gleichen Zeit besuchte ich die Berufsschule für Zahntechniker. Die Gesellenprüfung und die Berufsschulabschlußprüfung für Zahntechniker legte ich im Februar 1964 erfolgreich ab.

Von September 1963 bis Juli 1967 besuchte ich das Abendgymnasium für Berufstätige in München und schloß mit dem Zeugnis der Reife erfolgreich ab.

Im Winter-Semester 1967/68 schrieb ich mich an der Universität München ein. Am 28. März 1969 bestand ich die naturwissenschaftliche (zahnärztliche) Vorprüfung, am 14. April 1970 legte ich die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Ich befinde mich jetzt im vierten klinischen Semester des Studiums der Zahnmedizin und möchte 1972 mein Staatsexamen ablegen.

Herrn Prof. Dr. med. H. Frick danke ich für die freundliche Überlassung des Themas, die großzügige Arbeitsmöglichkeit an seinem Institut sowie die rasche Korrektur der Arbeit.

Herrn Dr. Ph. G. Schmidt bin ich für die Unterstützung und Betreuung bei der Arbeit zu Dank verpflichtet.

Für die Überlassung der Arbeitsmöglichkeit am Rasterelektronenmikroskop danke ich Herrn Prof. Dr. R. Wetzstein sowie seinen Mitarbeitern, Fräulein Dipl.phys. I. Schinko und Herrn Dipl.phys. C.v.Grosse.

Herrn Dr. K. Wilhelm danke ich für viele wichtige Anregungen.

Für die lebenswürdige Anfertigung der Zeichnungen bedanke ich mich bei Herrn H. Ruß.

Herrn W. Feig und Herrn H. Benz gilt mein besonderer Dank für die schnelle Herstellung von Versuchsgeräten.

Der Firma Kulzer & Co., Bad Homburg, danke ich für die Bereitstellung verschiedener Versuchsmaterialien.

